

This Page Is Inserted by IFW Operations  
and is not a part of the Official Record

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning documents *will not* correct images,  
please do not report the images to the  
Image Problem Mailbox.**

⑨ 日本国特許庁 (JP)

⑩ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報 (A)

昭58—29439

⑪ Int. Cl.<sup>3</sup>  
A 61 B 1/00  
G 02 B 23/00

識別記号

庁内整理番号  
7916—4C  
7036—2H

⑬ 公開 昭和58年(1983)2月21日  
発明の数 2  
審査請求 未請求

(全 9 頁)

⑭ 広視野内視鏡像観察方法および広視野内視鏡

⑯ 特 願 昭56—126560

⑰ 出 願 昭56(1981)8月14日

⑱ 発 明 者 西岡公彦

八王子市大和田町4—22—13大  
和田寮内

⑲ 発 明 者 山下伸夫

八王子市丸山町20—5

⑳ 発 明 者 高橋進

八王子市大和田町4—22—13大  
和田寮内

㉑ 発 明 者 大野国男

東京都中野区鷺宮6—4—23

㉒ 発 明 者 南波昭宏

八王子市石川町2544オリンパス  
石川寮内

㉓ 発 明 者 水崎隆司

仙台市八木山本町2—13—20パ  
ークヴィラ八木山

㉔ 発 明 者 飯野勝

八王子市横山町19—16

㉕ 出 願 人 オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番  
2号

㉖ 代 理 人 弁理士 杉村暁秀 外1名

明 細 書

1. 発明の名称 広視野内視鏡像観察方法および  
広視野内視鏡

2. 特許請求の範囲

1. 内視鏡先端部内に設けた複数組の対物光学系を介して、被観察物の部分画像をその複数組の各光学系に対設したそれぞれの静電誘導トランジスタ形イメージセンサにより撮像し、それら複数組の静電誘導トランジスタ形イメージセンサからの出力電気信号を処理して広視野な一つの画像に合成して再生することを特徴とする広視野内視鏡像観察方法。

2. 複数組の対物光学系のそれぞれにより、被観察物の部分画像を、それら各対物光学系に対応して配置した個々の静電誘導トランジスタ形イメージセンサに投影するように構成してなる複数組の撮像部を先端部内に設けたことを特徴とする広視野内視鏡。

3. 発明の詳細な説明

本発明は、物体の広範囲にわたる内視鏡像を

一度に観察することができる内視鏡像の観察方法およびそのための広視野内視鏡に関するものである。

物体の内部の像、たとえばパイプ等の内壁面の疵、種々の体腔内壁の状態などを観察したい場合に、よの内視鏡が用いられる。

第1図は、その様子を示したもので、1は観察しようとするパイプ内壁、2は内視鏡先端部、3はその内視鏡先端部2の内部に設けた対物レンズを含む観察光学系、4はその観察光学系による画像を撮像部等へ導くための、たとえばオプティカルファイバ束により構成したイメージガイドである。

この図から明かなように、従来の内視鏡では、パイプ内壁1のごく狭い部分しか見えないため、広い範囲を検査する場合に時間がかかるばかりではなく、一度に広い範囲を見ることができないので、疵の変化の様子が捕え難いなどの欠点がある。

これを改善するためには、たとえば第2図に示した如く、内視鏡先端部2内に、観察面が異なるように配置した複数組の観察光学系 3a, 3b, 3c を

設けることが考えられるが、このようにすると、それら観察光学系のそれぞれに対しイメージガイド4a, 4b, 4cを設ける必要があるので、内視鏡の径および重量が、観察光学系の本数に比例して増大するなどの欠点を生ずる。

本発明の目的は、上記の如き諸欠点を解消するために、広範囲にわたる内視鏡像を一度に観察しうる観察方法およびそのための小形軽量の広視野内視鏡を提供しようとするものであつて、内視鏡先端部内に設けた複眼組の対物光学系を介して、被観察物の部分画像をその複眼組の各光学系に対設したそれぞれの静電誘導トランジスタ形イメージセンサにより撮像し、それら複眼の静電誘導トランジスタ形イメージセンサからの出力電気信号を処理して広視野な一つの画像に合成して再生することを特徴とするものであり、また、そのための広視野内視鏡は、複眼の対物光学系のそれぞれにより、被観察物の部分画像を、それら各対物光学系に対応して配置した個々の静電誘導トランジスタ形イメージセンサに投影するように構成して

投影像を光電変換し、それぞれ映像信号として取り出すようにしたものである。

以上の本発明内視鏡では、従来のようなイメージガイドを用いる必要がなく、またSITイメージセンサ6a~6dは十分薄形に形成しうるので、これを対物光学系3a~3dの光軸に対し垂直に置くことができ、従つて従来例における如きプリズムを必要としないから、小形軽量化しうる特長を有する。もしも第1図あるいは第2図に示した従来例において、観察光学系3あるいは3a~3dにおけるプリズムを省くためには、イメージガイド4あるいは4a~4cを強く折り曲げなければならず、イメージガイドのガラス繊維が折れることになるか、あるいは折り曲げ半径を大きくして、折れを避けなければならず、内視鏡の外径を大きくせざるを得ない。

本発明の広視野内視鏡像観察方法は、以上説明した内視鏡先端部2内の各SITイメージセンサ6a~6dからの出力信号を、信号回路7を介して各SITイメージセンサの駆動手段を含む信号処理回

なる複眼組の撮像部を先端部内に設けたことを特徴とするものである。

本発明の最も特徴的な点は、従来技術の変形として考えられる第2図の如き多視野形内視鏡のイメージガイド4a, 4b, 4cに代えて、静電誘導トランジスタを用いたイメージセンサ(以下「SITイメージセンサ」という。)を設け、これにより各観察光学系3a, 3b, 3cによる投影像を映像信号として取り出すことにある。

第3図は、本発明方法を実施するための一例を示す実施例の構成図である。同図には本発明による個視野内視鏡を断面図で示してあり、また第1図もしくは第2図の部分と同一部分は、同一符号を付してある。

すなわち、内視鏡先端部2内に、被観察内腔1の異なる部分を視野とするように複眼の対物光学系3a~3dを設け、それら各対物光学系の像位置にX方向およびY方向走査回路を含むSITイメージセンサ6a~6dを配置して、各対物光学系3a~3dによる各SITイメージセンサ6a~6d上の

路7に導き、この信号処理回路7により合成処理し、各対物光学系3a~3dにより得られた内腔1の異なる部分画像を連続した広視野画像として一挙に、モニタテレビジョン受像機9で再生して観察するようにしたものである。

この場合、第3図から明らかなように、SITイメージセンサ6a~6d上の像は、上下左右が逆であり、実際上は互に重なつて視野範囲の部分をもつが、イメージセンサ6a~6dの出力は電気信号であるので、それらは信号処理回路7により電的に処理し、正しい一つの像としてモニタテレビジョン受像機9に表示することは容易である。

これを、従来のイメージガイドを用いたもので実現しようとする、像の上下左右を正しくするためには、イメージガイドをひねるか、あるいはプリズム等を用いなければならず、しかもそのようにして、上下左右を正しくしても、隣り合う二つのイメージガイド上の像のうち、重複した部分を正しくつなぐことは不可能である。

また、本発明方法においては、部分的に像を被

大して見たい場合信号処理回路5によつて、適当に信号処理することにより、モニタテレビジョン受像機上で再生像を拡大することは容易であるが、光学的にこれを行なうためにはズームレンズなどの複雑な光学系を必要とし、この点でも本発明方法は優れている。

なお、10a~10dは、内装1を照明するために各対物光学系に近接して設けた発光ダイオード(以下「LED」という。)であり、信号処理回路5からの駆動信号により発光するように構成されている。これら発光ダイオード10a~10dに代えてライトガイドを用いてもよいが、小形化するうえにはLEDを用いた方が好都合である。

ここでSITイメージセンサについて説明する。

第4図AおよびBはSITイメージセンサの各図案の一例の構成を示す断面図およびその等価回路図を示すものである。このSITイメージセンサは読み出し用MOS形SIT//とホトトランジスタ12とからなり、増幅機能をもつ表面照射形で、浮遊領域により形成された $n^+p$ 接合を含むものである。

電層21およびホトトランジスタ12は絶縁層30により絶縁されている。

上述したSITイメージセンサにおいて、ホトトランジスタ12の表面透明電極13には $p^-$ 領域17が空乏化するに十分な正のバイアス電圧 $V_g(t)$ が印加される。また、MOS形SIT//のゲート電極24にはホトトランジスタ12を介して蓄積容量 $C_g$ に記憶された電圧を読み出すための信号を供給する読み出しライン21が接続され、ソース電極25には読み出された電圧を出力する読み出し用ビット線32が接続される。

以下、上述したSITイメージセンサの動作を第5図を参照して説明する。

ホトトランジスタ12の表面透明電極13に第5図Aに示すように $p^-$ 領域17が空乏化するに十分な正のバイアス電圧 $V_g(t)$ を印加した状態で、該表面透明電極13に入射光14が入射すると、これにより励起された電子-ホール対のうち電子は表面の $n^+$ 層16に直ちに吸収され、ホールは $p^-$ 領域17に加わっている強電界により加速されて $p$ 浮遊領域

MOS形SIT//およびホトトランジスタ12は分離用絶縁領域14で囲まれた $p$ 形半導体基体15に形成され、ホトトランジスタ12は表面透明電極13、 $n^+$ 層16、 $p^-$ 領域17、 $p$ 浮遊領域18および $n^+$ 浮遊領域19を有するフローティングエミッタ構造となつてゐる。 $n^+$ 浮遊領域19はホトトランジスタ12のエミッタであると同時に読み出し用MOS形SIT//のドレイン電極21に接続されている。このドレイン電極21上には絶縁層22を介して導電層23が被着され、これらドレイン電極21、絶縁層22および導電層23により蓄積容量 $C_g$ を構成している。MOS形SIT//のゲート領域( $p$ チャネル)24は $n^+$ 浮遊領域19に接合して形成され、このゲート領域24の上方にはゲート酸化膜25を介してゲート電極26が設けられている。また、 $n^+$ のソース領域27は $p$ チャネルのゲート領域24に接合して形成され、このソース領域27にソース電極28が接続されている。なお、ドレイン電極21、導電層23、ゲート電極26およびソース電極28は絶縁層24により互いに絶縁されていると共に、SIT//のドレイン電極21、導

18に流れ込み、この $p$ 浮遊領域18を第5図Bに $V_p(t)$ で示すように正に帯電する。 $p$ 浮遊領域18が正に帯電すると、 $n^+$ 浮遊領域19との間が順方向にバイアスされることになる。すなわち、 $n^+$ 浮遊領域19から電子が $p$ 浮遊領域18に注入され、注入された電子はこの $p$ 浮遊領域18を通過し、高抵抗の $p^-$ 領域17をドリフト走行して表面の $n^+$ 層16に吸収される。このように $n^+$ 浮遊領域19から電子が流出すると、この領域19も電子が不足して第5図Cに $V_n(t)$ で示すように正に帯電されることになる。

この $n^+$ 浮遊領域19の電位 $V_n(t)$ は、 $p$ 浮遊領域18が極めて薄い場合は、

$$V_n(t) \approx \frac{q \cdot s \cdot o}{C_f} \cdot t$$

となる。ただし、 $C_f$ は $p$ 浮遊領域18の容量、 $q$ は単位電荷、 $s$ は光子密度、 $o$ は光速を表わす。上式から明らかなように、電位 $V_n(t)$ は入射光量および露光時間もに比例し、 $C_f$ に反比例する。したがつて、 $p$ 浮遊領域18の容量 $C_f$ は小さい程値かなホールの流入で大きな電圧変化を得ること

ができ、感度を向上させることができる。なお、 $n^+$ 浮遊領域17に接続された蓄積容量 $C_B$ は、フック増幅の増幅作用により、 $C_B$ にあまり依存せず、浮遊 $n^+p$ 接合が所定の順方向バイアスになるまで $n^+$ 浮遊領域17から電子が流れ出すから、この領域17の電圧値にあまり影響を与えない。

これに対し、従来のMOSイメージセンサにおいては、蓄積領域の電位が $\frac{Q \cdot S \cdot Q}{C_B}$ で与えられる。したがって、上述したSITイメージセンサと比べると、SITイメージセンサにおいては $C_B/C_F$ 倍の感度を得ることができる。なお $C_B/C_F$ は $C_F$ を容易に小さくできることから、10～100程度とすることができる。

SITイメージセンサにおいては、読み出しは破壊読み出しにも、非破壊読み出しにもできる。非破壊読み出しを行なう場合には、第5図Dに示すようなパルスを読み出しライン11を介してMOS形SIT11のゲートに加えて導通させる。MOS形SIT11が導通すると、ソース領域12からpチャンネルのゲート領域16を介して電子が $n^+$ 浮遊領域17に

流れ込んで第5図Dに示すように $n^+$ 浮遊領域17の正電圧 $V_D(t)$ を低下させるが、このときには第5図Bに示すようにp浮遊領域18の電位 $V_P(t)$ が増加して浮遊 $n^+p$ 接合の順方向バイアスが深くなるから流れ込んだ電子は直ちに高抵抗のp領域18に注入される。したがって、読み出し用ピット線12の寄生容量 $C_B$ に殆んどよらないで第5図Bに示すような読み出し電圧 $V_{out}$ を得ることができると共に、 $n^+$ 浮遊領域17の電位は1回読み出しが行なわれて一旦低下しても、しばらく時間が経過するとそれ以前とほぼ同じように増加し続ける。

以上説明したところから明らかなように、SITイメージセンサは次のような特長を有する。

(1) SITが直線性の良い不飽和形の電流電圧特性を有することから、蓄積容量 $C_B$ にアナログ的に書き込まれた電圧に対し読み出し電圧を相当広い範囲に亘つて直線的に変化させることができ、したがってダイナミックレンジを極めて広くすることができる。

(2) 集積度が高いのでSITイメージセンサの個々

のエレメントの表面積を極めて小さくでき、高解像度を得ることができる。

(3) 破壊読み出し、非破壊読み出しのいずれも可能である。

(4) 増幅率が大きいから、光検出感度が高く、入射光量が少なくても大きな信号が得られる。

(5) 個々のエレメントを独立に駆動できるのでランダムな読み出しが可能であると共に、個々のエレメントの感度を調整することもできる。

(6) チャンネル中の電子の移動度が大きいことから、書き込み/読み出しを高速で行なうことができる。

(7) 蓄積容量 $C_B$ に接続されるリフレッシュ用のSITを同一基体に形成し、このリフレッシュ用SITを選択的に駆動することにより蓄積容量 $C_B$ を容易にリフレッシュすることができる。

本発明方法は、上述の如き特長を有するSITイメージセンサを、各撮像部に用い、これら各撮像部から出力信号を、各撮像部における撮像視野がつながるように一挙に再生して内視鏡像を観察する方法であるから、高感度撮像し得てしかも高解像力の再生像が得られる。

本発明の方法におけるSITイメージセンサの代りに、電荷結合デバイス用いたイメージセンサ（以下「CCDイメージセンサ」という。）を用いることも考えられるが、CCDイメージセンサはSITイメージセンサに比べ感度が低いので、強力な照明光学系を必要とし、そのために内視鏡の外径を大きくしなければならない。これに対し、SITイメージセンサを撮像部に用いた本発明方法においては、前述の実施例のようにLEDで得られる程度の照度で十分足りるので、そのために内視鏡の外径を特に大きくする必要はない。

また、従来のイメージガイドを用いたものにおいては、内視鏡先端部の外径を細くするには、単一のイメージガイドによつて構成することが望ま

しいが、これにより広視野を実現しようとするとき、光学的に無理が生じて著しい歪曲収差が発生し、画面周辺の像は、非常に小さくなってしまう欠点がある。これに対し、本発明方法では、一つの対物光学系とこれに対するSITイメージセンサを1組とする複数組の撮像部を内視鏡先端部内に設けているので個々の対物光学系の画角は小さいものとして、歪曲収差を減らすことができる。そしてまた、各対物光学系と対をなして撮像部を構成するSITイメージセンサには、十分な感度があるので、対物光学系内で歪曲収差を光学的に補正することが可能であるのみならず、電気的信号処理によつても歪曲収差、色収差を補正し得て、正しい広視野内視鏡像を観察することができる。

第4図は、本発明内視鏡の他の実施例の構成の一例を示す概念的構成図であつて、そのA図は側面の断面図、B図はそのA-A'線における断面図である。この実施例のものは、パイプ内壁、人体の大腸、気管支などを360°にわたつて見たい場合

に便利なように、内視鏡先端部2の周囲四箇所に90°間隔で光学窓を設けて対物光学系3a~3dを配設し、それら各対物光学系3a~3dのそれぞれにSITイメージセンサ4a~4dを対設して、四つの撮像部を内視鏡先端部2に内蔵させた構成となつている。これら各SITイメージセンサ4a~4dからの出力信号は、第3図の実施例の場合と同様に、信号処理装置5に導いて連続した画像となるように信号処理しモニタテレビジョン受像機9によつて再生すれば、360°のパノラマ像として観察することができる。なお、33はライトガイドである。

第7図は、直視と側視の光路が互に交叉する二つの対物光学系3a, 3bのそれぞれの像位置にSITイメージセンサ4a, 4bを設けた2組の撮像部を内視鏡先端部2内に配置した実施例の構成を概念的断面図で示したもので、体内壁34の正面と側面の両方を一つの画像にして観察する場合に適用している。従来は、このような目的に対して、たとえば実開昭34-36994号公報に記載された構成

が採られていた。すなわち第8図の如き回転プリズム35を含む複雑な構成の光学系を用い、この光学系による像をイメージガイド4に投影していたが、その光学系の視野を変更する場合には、前記回転プリズム35をワイヤーなどで引いて動かさねばならず、その機械的構造も複雑で、これが内視鏡の外径を大きくする原因となつていた。また、回転プリズム35の側面に光線があたるのを避けるため、画角を40°以上広げることが困難であつたが、第7図に示した本発明の内視鏡を用いて、本発明方法を実施すれば、上記の問題点は解消し、観察しようとする体内壁34の正面方向と側面方向の好きな方向を選んで観察し得るだけでなく、各撮像部からの出力信号を信号処理することにより正面から側面まで、ひとつづきの像として観察することも可能である。

第9図および第10図は、第7図に示した実施例の広視野内視鏡により撮像した出力信号の再生像を観察するに適用した再生用スクリーンの構成例を示したものである。すなわち、第7図の各SITイ

メージセンサ4a, 4bからの出力信号を第3図に示した信号処理回路5に導いて信号処理した映像信号を、たとえば投写型モニタテレビジョン受像機(図示省略)により第9図の如き彎曲した再生用スクリーン36または第10図の如き屈曲した再生用スクリーン36に投影するようにすれば、あたかも体内に観察者37が体内に入つて体壁を見ているかのような感覚をもつて内視像を観察することができる。このような観察方法は、本発明の広視野内視鏡を構成する複数の撮像部に、SITイメージセンサを用い、各撮像部からの出力信号を信号処理して、一つの画像として再生するようにした本発明方法により初めて可能なものといえる。

第11図は、第12図に示したようなSITイメージセンサ4の光入射側に対物レンズ37を接合して形成した撮像ユニット38の複数個を、被観察内壁1の各部を撮像し得るよう内視鏡先端部2内に配列した本発明内視鏡の他の実施例の構成を示したものである。その機能は、さきに説明した第3図のものと同じであるので、その説明を省略する。

なお、前記撮像ユニットは、第12図のものに限定されるものではなく、たとえば第13図のように、半径方向に屈折率の変化するセルフオプクレンズ<sup>（注）</sup>をSITイメージセンサ<sup>（注）</sup>に接着して構成してもよく、また、第14図のように対物レンズ<sup>（注）</sup>およびSITイメージセンサ<sup>（注）</sup>を互に対向するように取付けた構成のものであつてもよい。

このようにレンズとSITイメージセンサを一体化したものは、たとえば複写機、ファクシミリなどの他の光学製品にも応用できるので、共通部品化によるコストダウンが可能となり、修理に際してもユニットの交換ですむので作業が容易である。

また、それら撮像ユニットにさらに照明光源を付加して一体化したものを用いてもよい。第15図は、その一例を示したもので、第12図に示した対物光学系<sup>（注）</sup>とSITイメージセンサ<sup>（注）</sup>とからなる撮像ユニットに、照明光源としてLED<sup>（注）</sup>を付加した構成のものである。このように照明光源を内蔵させた撮像ユニットは、各種の光学器械、測定機との共用部品として適用することができるので、さ

一体構造に形成するようにしても差し支えないことは勿論である。

第16図は、第14図に示した実施例のものにおいて、そのレンズ<sup>（注）</sup>に代えて、一枚のガラス板<sup>（注）</sup>のSITイメージセンサ<sup>（注）</sup>における各画素<sup>（注）</sup>に<sup>（注）</sup>対設する部分ごとにセルフオプクレンズ化したものであり、SITイメージセンサ<sup>（注）</sup>と一体形成したLED<sup>（注）</sup>が位置する部分<sup>（注）</sup>はガラスのままとなつてゐる。すなわち、第14図に示した構成のものは、SITイメージセンサ<sup>（注）</sup>の個々の画素<sup>（注）</sup>について微小レンズ<sup>（注）</sup>を形成する必要があるので、製作が容易ではないが、この実施例のように一枚のガラス板の画素に当接する部分を、セルフオプクレンズ化することは、たとえばエレクトロマイグレーションにより製作するのが比較的容易である点で第14図のものよりも優れている。

以上の説明で明らかなように本発明方法によれば、内視鏡先端部内に複数の対物光学系を設け、それらの光学系による光像をそれぞれ別個のSITイメージセンサで受け、それら各SITイメージ

センサの撮像ユニットと同様に、大量生産によるコストダウン上有利である。

第14図は、撮像ユニットの他の実施例の構成の一部を示す断面図である。このものは、SITイメージセンサ<sup>（注）</sup>を構成する個々の画素<sup>（注）</sup>のうゑにそれぞれ微小レンズ<sup>（注）</sup>を置くとともに、各画素<sup>（注）</sup>間にLED<sup>（注）</sup>を配設してなるもので、各LED<sup>（注）</sup>は導線<sup>（注）</sup>を介して供給される駆動信号により発光するように構成されている。第17図および第18図は、その場合のLED<sup>（注）</sup>のそれぞれ異なる配置例を示すための撮像ユニットの一部上面図である。すなわち、第17図のように、LED<sup>（注）</sup>は、縦方向に並ぶ画素<sup>（注）</sup>間に配置するか、または第18図のように各画素<sup>（注）</sup>を照むように配置する。

このように構成した撮像ユニットにおいては、一つの画素<sup>（注）</sup>には像の一面素分の明るさの情報のみしか入射しないが、一面素の大きさは200 $\mu$ 以下に形成できるので、被観察内腔<sup>（注）</sup>に対し殆んど密接させてその内腔<sup>（注）</sup>を撮像することができる。なお、その場合SITイメージセンサ<sup>（注）</sup>とLED<sup>（注）</sup>とを

センサの出力電気信号を合成して一つの画像として再生するようにしたものであるから、一つの対物光学系のみでは得られない広視野を観察することができ、また、内視鏡自体も小形軽量化し得るのみならず、SITイメージセンサの特長であるダイナミックレンジの広い高解像度をもつた広視野内視鏡像を得ることができる等の優れた効果を有する。

なお、SITイメージセンサの特長の一つである個々の画素を独立に駆動しうる点を利用して、局部的な内視鏡像の出力信号を取り出し、これを拡大再生して観察することも可能である。

#### 4 図面の簡単な説明

第1図は、従来構成の内視鏡によりパイプ内腔を観察する場合の様子を示す図、第2図は、従来技術から考えられる多視野形の内視鏡構成図、第3図は本発明方法の一実施例の構成を示す図、第4図(A)、(B)はSITイメージセンサの各画素の一例の構成を示す断面図およびその等価回路、第5図はその動作説明のための波形図、第6図、

第7図および第11図は本発明内視鏡の他のそれぞれ異なる実施例の構成を示す概念図、第8図は、直視と側視の両像を見るための従来の内視鏡の構成を示す概念図、第9図および第10図はそれぞれ異なる再生用スクリーンの説明図、第12図ないし第14図はそれぞれ異なる撮像ユニットの構成図、第15図は撮像ユニットとLEDを一体に形成した構成例、第16図および第17図はLEDを内蔵する撮像ユニットのそれぞれ異なる実施例の構成の一部を示す断面図、第17図および第18図はLEDの異なった配置例をそれぞれ示す撮像ユニットの一部正面図である。

1…被観察内腔、2…内視鏡先端部、3a, 3b, 3c, 3d…対物光学系、4a, 4b, 4c, 4d…SITイメージセンサ、5…出力信号導線、6…信号処理回路、7…モニタテレビジョン受像機、10a, 10b, 10c, 10d…発光ダイオード、11…ライトガイド、12…体内壁、13…再生用彎曲スクリーン、14…再生用屈曲スクリーン、15…観察者、16…対物レンズ、17…撮像ユニット、18…セルフオプク

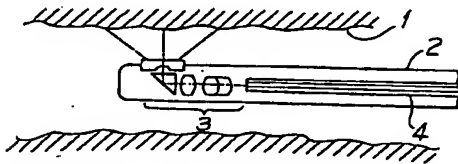
レンズ、19…種、20…SITイメージセンサを構成する画素、21…微小レンズ、22…ガラス板、23…セルフオプクレンズ化部分、24…ガラス部分。

特許出願人 オリンパス光学工業株式会社

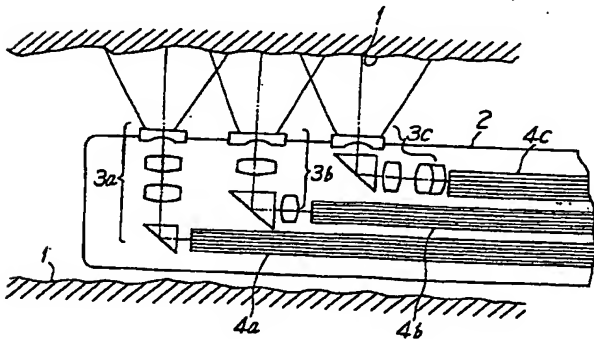
代理人弁理士 杉 村 聡 秀

同 弁理士 杉 村 興 作

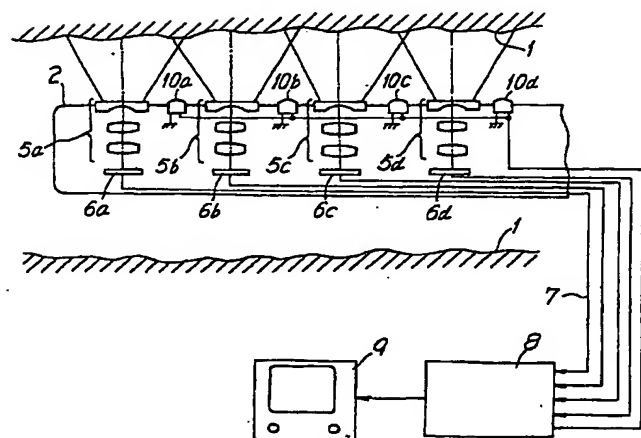
第1図



第2図

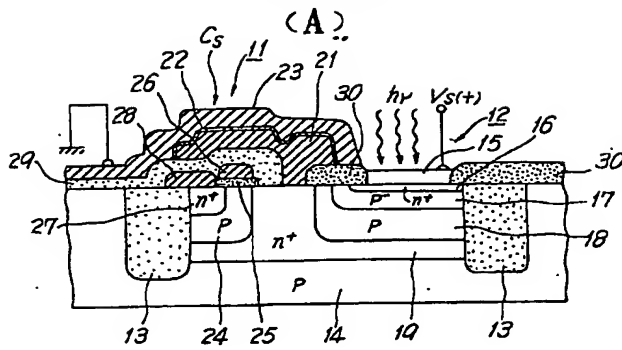


第3図

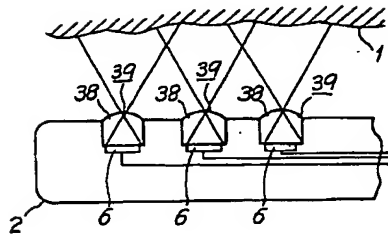




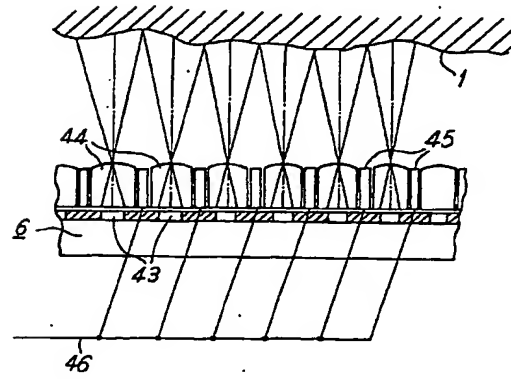
第 4 図



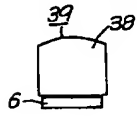
第11図



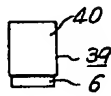
第16図



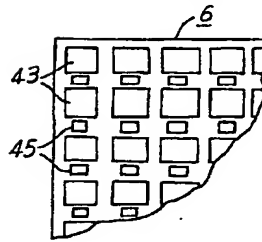
第12図



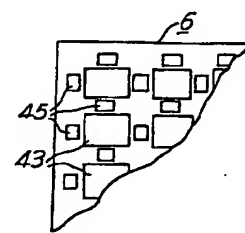
第13図



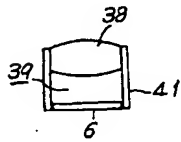
第17図



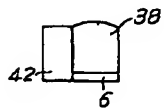
第18図



第14図



第15図



第19図

